



Sveriges lantbruksuniversitet  
Swedish University of Agricultural Sciences

**Fakulteten för veterinärmedicin  
och husdjursvetenskap**

Institutionen för Kliniska vetenskaper

# **En studie av ryggens rörelse hos ridhästar med låggradiga bakbensasymmetrier**

*Amanda Landstedt*

*Uppsala  
2016*

*Examensarbete 30 hp inom veterinärprogrammet*

*ISSN 1652-8697  
Examensarbete 2016:29*



# **En studie av ryggens rörelse hos ridhästar med låggradiga bakbensasymmetrier**

## **A study of back kinematics in riding horses with low-grade hind limb asymmetries**

*Amanda Landstedt*

*Handledare: Karin Holm Forsström, institutionen för Kliniska vetenskaper*

*Biträdande handledare: Marie Rhodin, institutionen för Kliniska vetenskaper*

*Examinator: Pia Haubro, institutionen för Kliniska vetenskaper*

*Examensarbete i veterinärmedicin*

**Omfattning:** 30 hp

**Nivå och fördjupning:** Avancerad nivå, A2E

**Kurskod:** EX0736

**Utgivningsort:** Uppsala

**Utgivningsår:** 2016

**Delnummer i serie:** Examensarbete 2016:29

**ISSN:** 1652-8697

**Elektronisk publicering:** <http://stud.epsilon.slu.se>

**Nyckelord:** häst, ryggproblem, ryggkinematik, bakbensasymmetrier, Equigate, Lameness Locator

**Key words:** horse, back disorder, back kinematics, hind limb asymmetries, Equigate, Lameness Locator

**Sveriges lantbruksuniversitet**  
**Swedish University of Agricultural Sciences**

Fakulteten för veterinärmedicin och husdjursvetenskap  
Institutionen för Kliniska vetenskaper



## SAMMANFATTNING

Ryggsmärta är en vanlig orsak till prestationsnedsättning hos ridhästar och att diagnostisera orsaken till dessa problem kan vara utmanade. När man studerat ryggkinematik hos hästar har man uppmätt skillnader i rörelsen mellan friska hästar och hästar med ryggproblem. Det kan alltså finnas ett diagnostiskt värde i att kunna utvärdera ryggkinematik i det kliniska arbetet. Dock saknas kunskap om den biologiska variationen samt hur sambandet mellan asymmetriska gångarter och förändrad rygg rörelse ser ut. I detta försök studerades ryggkinematik i trav hos ridhästar av varmblodstyp. Hästarna skulle anses friska av sina ägare och inte bedömas som halt vid något av mättillfällena. De mättes i trav på rakt spår vid flera tillfällen med två olika trådlösa sensorsystem. Erhållna data jämfördes mellan gånger då korsets vertikala rörelse haft mindre än 3 mm skillnad (symmetrisk) mellan stegcykelns första och andra maximala- respektive minimala amplitud (max- resp minD) samt när de uppvisat en skillnad på mer än 3mm (asymmetrisk). Rotationer, symmetriindex samt min- och maxD studerades för huvudet, manken, ryggens lägsta punkt (omkring T13), L1, tuber sacrale, kaudala sacrum samt höger och vänster tuber coxae. Resultaten visar att hästar med låggradiga bakbensasymmetrier uppvisar mätbara skillnader i sin ryggkinematik jämfört med när samma hästar rör sig symmetriskt i trav. Signifikanta skillnader uppmättes avseende max- och minD, framförallt i lumbosakralregionen. I de mer kranialt belägna mätpunkterna sågs förändringar framförallt avseende flexion-extension. Det asymmetriska benets tuber coxae fick en större maxD och en minskad symmetri i sin rörelse då hästarna uppvisade låggradiga bakbensasymmetrier, medan det motstående bakbenet fick en mindre maxD vid den asymmetriska mätningen. Även vid den symmetriska mätningen uppmättes en skillnad i den vertikala amplituden mellan de båda sidornas tuber coxae. Resultaten visar att man kan uppmäta skillnader i ryggkinematik hos hästar med låggradiga bakbensasymmetrier. Det går dock inte att säga något om det kausala sambandet. Genom att mäta fler hästar, kartlägga vilka kinematikförändringar som är kopplade till olika sjukdomar och skador skulle analys av ryggkinematik i framtiden kunna vara ett värdefullt hjälpmedel för att följa upp lokalanestesier och behandlingar av ryggpatienter.

## SUMMARY

Back pain is a common cause of impaired performance in horses and diagnosing the cause of these problems can be challenging. In previously performed studies on back kinematics in horses, a difference in movement between healthy horses and horses with back problems have been recognised. There may thus be a diagnostic value in being able to evaluate back kinematics for clinical practisers. However there is a lack of knowledge concerning the biological variation and how the relationship between asymmetrical gaits and changed back motion appears. In this trial back kinematics in warmbloods used for riding were studied. Their owners considered the horses healthy and well functioning. They were measured in trot on a straight line on several occasions with two different wireless sensor systems. The obtained data were compared between trials when the tuber sacrale's vertical movement had less than 3 mm difference (symmetrical) between the steps of the stride's first and second maximum- and minimum amplitude (maxD and minD) and when they showed a difference of more than 3mm (asymmetric). Rotations, symmetry index and the min- and maxD were studied for the head, withers, back's lowest point (around T13), L1, tuber sacrale, caudal sacrum and the left and right tuber coxae. The results show that horses with low-grade hind limb asymmetries show measurable differences in their back kinematics compared to when they move symmetrically in the trot. Significant differences were measured regarding the max- and minD, particularly in the lumbosacral region. In the more cranially located measuring points observed changes primarily concerned flexion-extension. The tuber coxae of the asymmetrical side's limb got an increased maxD and reduced symmetry in their movement when the horses showed low-grade hind limb asymmetries, while the opposite hind limb got decreased maxD when an asymmetrical movement of the tuber sacrale was detected. Even when the movement of tuber sacrale was considered symmetric, a difference in the vertical amplitude between the two sides' tuber coxae was measured. The results show that it's possible to detect alterations in back kinematics in horses with low-grade hind limb asymmetries. Though it is not possible to say anything about the causal relationship. By measuring more horses, identifying different types of alterations linked to various diseases and injuries analysis of back kinematics in the future could be a valuable tool for monitoring the effect of local anaesthetics and treatment of back patients.

## INNEHÅLL

<b>Inledning .....</b>	<b>1</b>
<b>Litteraturoversikt .....</b>	<b>2</b>
Ryggens anatomi.....	2
Ryggens kinematik i trav .....	3
Ryggens kinematik vid ryggsmärta .....	4
Hältor och ryggkinematik .....	4
<b>Material och metoder .....</b>	<b>6</b>
Urval av hästar.....	6
Genomförande .....	6
Hästar .....	6
Utrustning .....	6
Lameness Locator.....	7
Equigate (X-sens).....	8
Resultatbearbetning.....	9
<b>Resultat.....</b>	<b>9</b>
MinD <sup>LL</sup> .....	9
MaxD <sup>LL</sup> .....	13
<b>Diskussion.....</b>	<b>14</b>
<b>Tack.....</b>	<b>17</b>
<b>Referenser .....</b>	<b>18</b>

## INLEDNING

Ryggsmärta är en vanlig orsak till prestationsnedsättning hos ridhästar (Egenvall *et al.*, 2006; Egenvall *et al.*, 2005; Penell *et al.*, 2005; Bailey *et al.*, 1997). Att diagnostisera ryggproblem är en utmaning; smärta är svårt att bedöma då en del hästar är naturligt känsliga i ryggen, symtomen kan vara mycket varierande och möjligheterna att undersöka ryggen palpatoriskt är mycket begränsade på grund av dess utformning där ryggkotpelaren ligger djupt inbäddad i muskler (Jeffcott, 1979). När man i en stor studie undersökte hästar med ryggproblem var de vanligaste patologiska fynden intilliggande överridande tornutskott och ospecifik muskel-/ligamentskada (Jeffcott, 1980). Många av hästarna hade mer än en åkomma och hos de hästar där man inte kunde hitta några förändringar i ryggen var bland annat hältor och tandproblem vanligt förekommande. Bilddiagnostiska metoder kan vara till hjälp i diagnostiken av ryggproblem och användbara metoder är röntgen, ultraljud och scintigrafi (Henson *et al.*, 2007; Weaver *et al.*, 1999). Bilddiagnostiska förändringar kan ha kopplingar till graden av kliniska symtom (Zimmerman *et al.*, 2012) men man har också sett att förändringar förekommer hos kliniskt friska hästar (Erichsen *et al.*, 2004). Eftersom fynd inte nödvändigtvis behöver vara kopplade till kliniska symtom bör man kombinera bilddiagnostiska metoder med lokalanestesi av områden där bilddiagnostiska fynd gjorts för att utvärdera deras relevans (Jeffcott, 1980). Ett annat alternativ i utredningen är att behandla hästen systemiskt med antiinflammatoriska läkemedel för att se om symtomen minskar. De kan om de minskas tolkas som smärtinducerade men metoden ger ingen information om varifrån på hästen smärtan kommer (Jeffcott, 1979).

När man med objektiva mätmetoder studerat ryggkinematiken hos hästar har man sett att den mätbart skiljer sig mellan hästar med och utan ryggproblem (Johnston *et al.*, 2004; Wennerstrand *et al.*, 2004). Att studera ryggkinematiken är alltså av diagnostiskt värde vid ryggutredningar. I ovan nämnda studier har hästarna fått reflektoriska markörer längs med ryggen och filmats med höghastighetskameror på rullmatta. Kliniskt blir det opraktiskt att använda sig av detta mätsystem då det kräver tillgång till avancerad utrustning samt att hästarna behöver vara vana att springa på rullmatta. Idag finns sensorer som trådlöst kan mäta rörelser i rummet samt rotationer. Genom att fästa sensorerna vid utvalda, väldefinierade anatomiska strukturer längs med hästens rygg kan man utnyttja tekniken för att studera ryggkinematik (Warner *et al.*, 2010). Detta öppnar upp för nya möjligheter inom diagnostiken då det går att använda tekniken i fält och vid ett obegränsat antal steg. Idag saknas det dock kunskap om den biologiska variationen avseende ryggkinematik hos friska hästar i träning och hur den påverkas av hastighet, på rakt eller böjt spår, olika typer av underlag och av asymmetriska gångarter. För att i framtiden kunna använda systemet för ryggdiagnostik behöver man mer information om denna normalvariation för att undvika misstolkning av data. Man vet inte heller hur primära fram- respektive bakbensasymmetrier påverkar ryggens rörelse och detta är viktig kunskap om man ska använda objektiv sensorteknik för att utvärdera ryggpatienter. Syftet med examensarbetet är att studera hur ryggkinematiken förändras hos hästar i trav då de har lågradiga bakbensasymmetrier jämfört med när samma hästar är symmetriska. Hypotesen är att det finns ett samband mellan bakbensasymmetrier och förändrad rygg rörelse.



## LITTERATURÖVERSIKT

### Ryggens anatomi

Ryggkotpelaren stäcker sig från huvudet till svansen och utgör den ställning som möjliggör bevarande av hållning, rörelse och förflyttning. Den består av sju halskotor, arton bröstkotor, fem eller sex ländkotor, fem korskotor och ca tjugo svanskotor (Dyce *et al.*, 2010). Kotorna har, förutom korskotorna som är fuserade till ett korsben, liknande uppbyggnad; en kotkropp, kotkanal, tornutskott, tvärutskott, samt kraniala och kaudala ledprocesser som sammanlänkar kotorna, men med något olika utformning beroende på lokalisation (Dalin, 1980).

Ryggkotorna är förbundna genom symfyser mellan kotkropparna samt synoviala leder mellan artikulära processer (Dyce *et al.*, 2010). De symfysära lederna bildas av kotkropparnas plana ytor, mellan dem finns intervertebraldisker vars konsistens är fast men flexibel och därmed medger viss rörlighet i symfyserna. Diskerna består av en fibrogelatinös kärna omgiven av ett fibröst lager. Hos hästar utgör dessa totalt 10-11 % av ryggkotpelarens längd. De artikulära lederna bildas mellan utskott på kotkropparna. I halsen är ledytan hos dessa störst och ledkapseln rymligast. Rörelseomfånget blir därmed störst mellan halsens kotor och omfattar rörelse i samtliga plan; vertikal flexion, extension och axial rotation. I brösttryggen är ledytorna mindre men tillåter även där flexion, extension och rotation. I ländryggen är lederna mer gångjärnsliknande med en relativt strikt begränsning av rörelsen till vertikalplanet (Dalin, 1980).

Bröstkotornas tornutskott är långa, med maximal längd vid mankens högsta punkt, omkring T4-T5, för att sedan minska i längd. Utskotten lutar kaudalt fram till omkring T16 där utskottet är vertikalt, för att kaudalt om denna punkt vända sin lutning i kranial riktning. Kotorna ledar till varandra genom glidleder med en liten platt ledyta som tillåter flexion, extension och rotation. Till bröstkotorna fäster revbenens dorsala del in via facettleder och bildar tillsammans med sin ventrala infästning till sternum brösthålan (Dyce *et al.*, 2010). Ländkotorna har kortare mer likformiga tornutskott än bröstkotorna. Deras tvärutskott är längre och plattare, allra längst är utskotten på L3-L4. Utskotten på L6 ledar till korskotorna och bildar lumbosakralleden. Korskotorna är fuserade till korsbenet vilket sitter starkt bundet mot bäckenet och bildar ileosacralleden tillsammans med ileum (Dyce *et al.*, 2010).

Skelettet i ryggen stabiliseras ytterligare av en mängd ligament och muskler. Båda förekommer i kortare och längre utförande och bidrar till stadga i ryggkotpelaren (Dyce *et al.*, 2010). De viktigaste ligamenten är de långa som löper längs med större delen av ryggen; *lig. longitudinale dorsalis* i botten på kotkanalen från axis till tuber sacrale, *lig. longitudinale ventralis* ventralt på kotkropparna från mitten av brösttryggen till tuber sacrale och *lig. supraspinosus* dorsalt på tornutskotten som löper längs med länd- och brösttrygg. Supraspinalligamentet sammansmälter med epaxiala muskler och övergår kranialt i nackbandet. Nackbandet är elastiskt och består i sin tur av två delar, en funikulär som löper från skallbasen till manken, och en laminär del som utgår i kranioventral riktning från den funikulära delen och fäster in till de första bröstkotorna och halskotorna (Dyce *et al.*, 2010). Ryggens muskler kan delas in i epaxiala och hypaxiala som löper dorsalt respektive ventralt om ryggkotpelaren. De hypaxiala musklerna utgörs av de muskler som fäster ventralt på

kotona, samt bukmusklerna. De epaxiala musklerna ger extension av ryggen vid dubbelsidig verkan, och lateralflexion vid enkelsidig. De hypaxiala samt ventrala musklerna ger istället flexion vid dubbelsidig verkan och lateralflexion vid enkelsidig kontraktion. (Dyce *et al.*, 2010).

### Ryggens kinematik i trav

Hur ryggen rör sig i trav hos friska hästar har undersökts i flera studier där man använt höghastighetsvideokameror (Johnston *et al.*, 2004; Faber *et al.*, 2001a; Audigie *et al.*, 1999). Trav är en symmetrisk gångart där de diagonala benparen jobbar parallellt för framåtdrivning och kroppsmassan vertikalt rör sig i en dubbel sinusoidal rörelse (Faber *et al.*, 2001a). Ryggens rörelseomfång i skritt och galopp är jämförelsevis större än det som ses i trav (Faber *et al.*, 2001a; Faber *et al.*, 2001b; Faber *et al.*, 2000).

Stegcykeln i trav kan delas in i ett antal nyckelmoment till vilka rörelser i ryggen kan relateras. Vid isättningen av ett benpar sker en extension av ryggen som varar till mitten av belastningsfasen då den vertikala kraften mot underlaget är som störst. När detta inträffar övergår rörelsen till flexion som varar till isättningen av nästa benpar (Faber *et al.*, 2001a). Studerar man rörelsen i T10 och S3 sker deras flexion-extension med 180° fasförskjutning gentemot varandra. Vid isättning av ett bakben sker både lateralflexion och axial rotation av ryggen mot samma sida som det belastade bakbenet. Under uppbromsningen som sker efter isättningen ändras den axiala rotationsriktningen mot bakbenet i svävningsmomentet, för att vända tillbaks mot det belastade benet under sista delen av belastningsfasen. Därefter sker den axiala rotationen mot motstående sida och upprepas på samma sätt. Under en hel stegcykel ändrar den axiala rotationen därmed riktning tre gånger för de flesta kotor. Rörelsen är störst kring tuber sacrale och avseende axialrotation rör sig segmentet L3-tuber sacrale samt tuber coxae nästan som en enda stel kropp. Lateralflexionen sker till skillnad från flexion-extension samt axial rotation endast en gång åt höger respektive vänster sida under hela stegcykeln.

Vid isättningen av ett diagonalt benpar kommer vikten av bukens viscera att ge en passiv extension av ryggen. Under denna fas är *m. rectus abdominis*, som hör till de hypaxiala musklerna, aktiv och motverkar extensionen (Audigie *et al.*, 1999). Den flexion som ses i slutet av belastningsfasen föreslår Audigie *et al.* (1999) uppstå till följd av att elastisk energi lagrats i ryggkotornas ligament och bukens fibrösa vävnad. När kroppen trycks uppåt i slutet av belastningsfasen frigörs denna energi och ryggen sträcks. I samma fas är *m. longissimus dorsi*, som hör till ryggens epaxiala muskler, aktiv. Ryggens muskelaktivitet i trav bidrar alltså till att minimera snarare än att skapa rörelse i traven.

Ryggens rörelseomfång i trav är som tidigare nämnts litet. Range of motion, ROM, är ett mått på kotornas maximala vinkelförändring. I olika studier har man fått något olika resultat avseende detta. Värdena för flexion-extension varierar från <4° hos samtliga kotor (Audigie *et al.*, 1999) till 2,8±0,8° för T6, 2,8±0,9° för S3, 4,9±1,4° för T10 och >4° för regionen kring tuber coxae (Faber *et al.*, 2001a). ROM för samtliga kotors lateralflexion uppgavs i Faber *et al.*s (2001a) studie till 3,6-4,9°. Tuber coxae, S3 och L5 rörde sig i detta avseende som en enda stel kropp. Vad beträffar den axiala rotationen var intervallet för alla kotor 4,6-5,8°, med undantag för T10 och T13 som låg mellan 3,1-3,3°.

Johnston *et al.* (2004) studerade hur ryggkinematiken i trav varierade med avseende på hästens kön, disciplin och ålder. Resultaten visade att ston hade större lateral exkursion i T10 jämfört med valacker, men mindre lateral flexion vid L5. Flexion-extension i T17 avtog med ålder och även ryggens kurvatur hade samband med åldern. Mellan disciplinerna sågs att dressyrhästar hade mer lateral rörelse än hopphästar. Symmetrin för rörelsen i trav var hög och saknade korrelation med användning, steglängd, ålder, vikt och mankhöjd. Alvarez *et al.* (2009) undersökte skillnaderna i hästens ryggkinematik på rullmatta jämfört med trav på fast underlag. Ryggkinematiken i de olika testen överensstämde väl, med undantag för lateralflexion i ländryggen som hade ett mindre ROM i trav på rullmatta. Symmetrin i rörelsen var något högre för trav på rullmatta. Dessa skillnader förklaras av författaren med att hastigheten är betvingad på rullmatta och att detta orsakar minskningen av ländryggens lateralflexion, samt att symmetrin blir högre på grund av den jämnare rörelsen på rullmatta.

### **Ryggens kinematik vid ryggsmärta**

När man undersökt ryggkinematiken i trav hos friska hästar (Johnston *et al.*, 2004) och jämfört med den hos hästar med prestationsnedsättningar och palpatorisk ryggömhets (Wennerstrand *et al.*, 2004) fann man att hästarna med ryggsmärta uppvisade ett mindre ROM för flexion-extension kring T17-L1. Inga skillnader sågs avseende lateral flexion, lateral exkursion, axial rotation eller steglängd. 50 % av hästarna i Wennerstrands studie hade patologiska skelettförändringar vilka skulle kunna vara en förklaring till minskningen av rörelsen. Skillnaden i steglängd hos hästarna i de båda grupperna var inte signifikant medan steghastigheten var något högre för asymtomatiska hästar i ett standardiserat tempo.

I en annan studie (Wennerstrand *et al.*, 2009) inducerade man unilateral ryggsmärta genom att injicera laktat i vänster sidas *m. longissimus dorsi* och jämförde ryggkinematiken före och efter. Hos dessa hästar sågs ingen skillnad avseende stegparametrar men de fick en ökad extension och lateral flexion av ryggen mot den smärtande sidan. ROM för flexion-extension var relativt oförändrat ( $<0,5^\circ$ ). Att dessa hästar uppvisade andra kinematiska förändringar än de i Wennerstrands studie från 2004 kan ha flera förklaringar; smärtan var i den senare specificerad till samma anatomiska område hos samtliga hästar medan lokaliseringen i den första var okänd. Akut (Wennerstrand *et al.*, 2009) och kronisk (Wennerstrand *et al.*, 2004) smärta kan även tänkas ge olika symtombild då de skiljer sig åt beroende på duration och nivåer av inflammatoriska mediatorer.

### **Häلتor och ryggkinematik**

Vid häلتa kan hästen tillämpa olika mekanismer för att minska den strukturella stressen på det halta benet: 1) sänka hastigheten eller öka stegfrekvensen och på så sätt minska den totala vertikala impulsen per steg, 2) förflytta vikt från det halta diagonala benparet till det friska, 3) förflytta vikt inom diagonalen från det halta benet, 4) förlänga belastningsfasen genom att belasta benet tidigare i förhållande till kroppsmassans nedåtgående rörelse och på så sätt förlänga inbromsningsfasen (Weishaupt *et al.*, 2004).

Med den sensorteknik som finns idag kan man uppmäta skillnader i huvudet och korsets rörelse som är så små att ögat har svårt att uppfatta dem (Keegan *et al.*, 2010). Det finns ännu ingen fastställd lägsta gräns för när en asymmetri blir en hälta eller om små asymmetrier kan vara naturligt förekommande utan smärtkomponent. Enligt den vanligen använda AAEP hältskalan som går från 0-5 definieras 0 som att hälta inte går att se i skritt eller trav under några omständigheter. En 1-gradig hälta är svår att observera och behöver inte synas hela tiden beroende om hästen går på volt eller rakt spår, olika underlag med mera (Baxter, G. & Stashak, T. 2011). Hästarna som ser ohalta ut men ändå uppmäts ha lindriga rörelseasymmetrier hamnar därmed i en gråzon. Genom att försöka upphäva dessa asymmetrier med analgesi skulle man kunna få mer information om etiologin till dessa och vart man ska dra gränsen.

Buchner *et al.* (1996) undersökte hur rörelsen hos huvudet, manken, tuber sacrale och tuber coxae förändrades hos hästar med inducerade fram- och bakbenshältor. Hästarna mättes ohalta och med olika grader av fram- respektive bakbenshälta. Symmetri analyserades avseende vertikal förflyttning, maximal acceleration och amplituden av accelerationen. Den minskade för huvud, manke och tuber sacrale ju haltare hästarna blev i jämförelse med den symmetri som uppvisades då de var ohalta.

Vid frambenshälta sågs förändringar framförallt avseende huvudets minimala amplitud. För det halta benets belastningsfas sänkte hästarna huvudet mindre än för det friska benets. Manken ändrade för det mesta sitt rörelsemönster genom minskning av amplituder endast under belastningsfasen för det halta benet. Tuber sacrale visade vid frambenshältor samma förändringar som manken men förändringarna var till och med mer uttalade för tuber sacrale. Vid en frambenshälta kan hästen förflytta sin tyngdpunkt genom att ändra huvudets position och på så sätt avlasta det halta benet.

Vid bakbenshältor förändrades tuber sacrales rörelsemönster tydligast medan mankens rörelse ändrades mycket lite. Huvudets amplitud minskade under det ohalta bakbenets belastningsfas och var oförändrad under det halta benets. Buchner *et al.* (1996) menar att detta kan vara ett sätt att förflytta tyngdpunkten mot det diagonala frambenet och det motsatta bakbenet. Tuber coxae sinusoidala rörelse är som tidigare beskrivet inte symmetrisk för den enskilda tuber coxae vertikala sinusvågor under stegcykeln. I Buchner *et al.s* (1996) försök förstärktes asymmetrin på det halta benets tuber coxae och på det friska minskade den. Eftersom det vid en bakbenshälta inte finns något närliggande, stort kroppssegment liknade huvud och hals, som kan omfördela tyngdpunkten lika effektivt som vid en frambenshälta, får hästen avlasta det halta benet genom en överdriven axial rotation av ryggen under det ohalta benets belastningsfas. Detta ses i tuber coxae som en ökning av dess vertikala amplitud och genom att överdriva den axiala rotationen får hästen mer kraft att skjuta upp kroppen med mindre vertikal kraft på det halta benet. Det är tidigare beskrivet hur en halt häst får större vertikal förflyttning av tuber coxae på det halta benets sida, och att samma mekanism ses oavsett vad som är den underliggande orsaken till hältan (May & Wynjones, 1987).

Även Alvarez *et al.*, (2008; 2007) studerade ryggkinematiken hos hästar med inducerade fram- och bakbenshältor. För frambenshältor sågs en ökning av ROM för hela bröst- och

ländryggen. Under belastningsfasen för det friska frambenet ökade flexionen i T10 och vid belastning av det halta ökade extensionen av bröst- ochländryggen. Hältan orsakade även en lateralflexion i kraniala brösttryggen gentemot det halta benet under belastningsfasen. För bakbenshältor sågs en minskning av ROM avseende flexion-extension i L5. I T10 ökade flexionen och huvudet sänktes vid belastning av det halta benet. Ingen förändring avseende symmetri observerades.

## **MATERIAL OCH METODER**

### **Urval av hästar**

I examensarbetet inkluderades ett litet antal hästar som ingått i en större studie om rörelseasymmetrier hos ridhästar. Till denna studie användes privathästar och hästar från Livgardet, samtliga av varmblod- eller fullblodstyp. Hästägare i Uppland blev direkt tillfrågade eller fick information genom annonsering om deltagande i studien. Hästar av varmblods- eller fullblodstyp som varit i regelbunden träning i minst 6 månader och kapabla att starta lätta tävlingsklasser och uppåt söktes. De skulle anses friska och välfungerande av sina ryttare. Hästar som trots att ägaren ansåg att de var väl fungerande uppvisade hältor ( $\geq 1$  grad på AAEP-skalan) exkluderades. En rörelseanalys genomfördes på hästarna som bedömdes lämpliga att ta med i studien när de travade på rakt spår, på mjukt och hårt underlag. Hästar (totalt 60 st) med lindriga fram och/eller bakbensasymmetrier (definierade nedan) från rörelseanalysen inkluderades.

### **Genomförande**

De 60 hästar som inkluderades ingick i en för ägaren blindad behandlingsstudie med cross-over design. De behandlades peroralt med placebo och 14-16 dagar senare med Inflacam (meloxicam, 15mg/ml, 0,6ml/kg) (FASS Djurläkemedel, 2015). Effekten av NSAID-behandlingen behandlas inte i denna studie.

Rörelseanalyser gjordes när hästarna travade vid hand rakt fram på hårt och mjukt underlag i ett långsamt och ett snabbt tempo samt på volt i olika tempon och på hårt samt mjukt underlag. Mätningar på volt behandlas inte i denna studie.

Av de hästar med lindriga bakbensasymmetrier som inkluderats gjordes ytterligare ett urval för att ingå i detta examensarbete. För att kunna jämföra hästarna mot sig själva var kravet att de vid ett mättillfälle skulle vara symmetriska och vid ett annat asymmetriska i sin bakbensrörelse, på samma underlag och i samma tempo. Detta gav slutligen åtta hästar, varav sju uppvisade vänster bakbensasymmetrier och en höger bakbensasymmetri.

### **Hästar**

Hästarna var alla varmblod, varav tre ston och fem valacker i åldrarna 9-20 år. Mankhöjden varierade mellan 158-175 cm och vikten mellan 540 och 650 kg.

### **Utrustning**

Till datainsamlingen användes två olika system: Lameness Locator, till att identifiera hästar med lågradiga rörelseasymmetrier, samt Equigate (X-sens), till att senare analysera

ryggkinematiken hos dessa. Båda systemen består av sensorer som fästs på hästens kropp och ett program som analyserar den data sensorerna samlar in. Huvudets sensorer fästes till tränsets nackstycke med specialdesignade hållare. Övriga sensorer fästes med specialdesignade hållare och/eller dubbelhäftande tejp till pälsen. Anatomiska positioner till vilka de fästes fastställdes genom palpation.

### ***Lameness Locator***

Systemet utvecklades för att vara ett hjälpmedel i hältutredningar och utnyttjar de förändringar man ser i huvudets och tuber sacrales vertikala rörelse hos halta hästar (Keegan, 2010). Det består av tre sensorer och en handdator till vilka sensorerna skickar information trådlöst. Sensorerna fästs på hästens huvud, mellan de två tuber sacrales och dorsalt på höger frambens kotben. Sensorerna på huvud och mellan tuber sacrales mäter vertikal acceleration. Data konverteras till positioner genom dubbelintegrering och ger information om skillnader i huvudets och tuber sacrales position under stegcykeln. Sensorn som fästs till höger framben utgörs av en gyrometer som mäter vinkelhastighet. Detta utnyttjas för att avgöra var i stegcykeln hästen befinner sig, och kopplar skillnader i huvudets och tuber sacrales position till belastning av de båda diagonalerna. Data behandlas i ett program med specialskrivna algoritmer.

Asymmetrier kan uppstå i början eller slutet av steget. En frambenshalta som smärtar mest i början av steget ("impact") lindras genom en begränsning av huvudets sänkning då benet sätts i marken. Detta ger en skillnad i huvudets vertikal amplitud mellan en stegcykelns första och andra minimala mätvärde, minD. MinD anges i millimeter och ett negativt värde talar om att asymmetrin kommer från vänster ben, ett positivt att asymmetrin kommer från höger ben. När en sådan frambenshalta finns trycker hästen även ifrån mer med sitt friska ben vilket leder till att huvudet har en högre position före belastningen, "impact", av det onda benet. Således får man även en skillnad i vertikal amplitud mellan stegcykelns första och andra maximala mätvärde, maxD, som även det kommer vara positiv för höger frambensasymmetri och negativ för vänster frambensasymmetri.

Vid en bakbenshalta kan hästen lindra smärta genom att landa försiktigare och/eller trycka ifrån mindre med det onda benet. Detta leder till att den sjunker ner mindre och/eller skjuter upp mindre på sitt onda ben. För en höger bakbensasymmetri blir minD och maxD positiva, och för en vänster bakbensasymmetri negativa.

Om hästarna med Lameness Locator registrerades ha lindriga bakbensasymmetrier ( $\geq 3$  mm differens mellan bakbenens två max- eller två min värden) inkluderades de i studien. För att en mätning av en asymmetrisk häst skulle anses tillförlitlig krävdes minst 25 registrerade steg samt att standardavvikelsen för dessa inte översteg minD- eller maxD-värdet i Lameness Locator. Data från Lameness Locator analyserades direkt i anslutning till mätningen och om kraven inte uppfylldes gjordes mätningen om. Equigait-data analyserades vid ett senare tillfälle.

Min- och maxD omnämns både avseenden resultat från Lameness Locator och Equigate, varför dessa i texten som följer kommer anges som min-/maxD<sup>LL</sup> respektive min-/maxD<sup>EQ</sup> beroende på vilket system de registrerats med.

### **Equigate (X-sens)**

Till analys av ryggkinematiken användes åtta ”inertial sensor units” (X-sens), sensorer som trådlöst kan mäta rörelse i 3D-rummet, samt rotationer i tre riktningar. Systemets validitet är testat mot de traditionellt använda reflektoriska markörerna och filmning av dessa och visar godtagbar överensstämmelse (Warner *et al.*, 2010).

Sensorerna fästes till ett antal anatomiska positioner som är lätta att lokalisera genom palpation och vars kinematik önskades undersökas: huvudets högsta punkt, mankens högsta punkt, ryggens lägsta punkt (i regel T13), L1, tuber sacrale, höger och vänster tuber coxae samt kaudala sacrum varifrån information om rörelse erhöles. Data skickades trådlöst till en handdator med ett specialskrivet program som tar fram ett antal olika värden för de olika sensorerna.

Värdena för samtliga sensorers minD<sup>EQ</sup>, maxD<sup>EQ</sup>, symmetri för vertikal förflyttning (SI) samt range of motion (ROM) analyserades. MinD<sup>EQ</sup> och maxD<sup>EQ</sup> beräknas på samma sätt som minD<sup>LL</sup> och maxD<sup>LL</sup>, men ett positivt värde kommer alltid vara kopplat till belastningen av benparen höger framben-vänster bakben, och ett negativt värde till vänster framben-höger bakben, till skillnad från de data som erhålls från Lameness Locator. Eftersom värdena blir positiva eller negativa beroende på vilket ben som uppvisar asymmetri gjordes alla värden i denna studie positiva (absolutvärden) för den statistiska analysen. Detta eftersom alla hästar oavsett asymmetriskt ben testades mot varandra.

SI är ett symmetrimått som jämför mängden uppåtående rörelse i stegcykelns sinusrörelses första dal och topp ( $A_{1,up}$ ), med mängden uppåtående rörelse från den andra dalen och toppen ( $A_{2,up}$ ) (Pfau *et al.*, 2012), uträknat enligt formeln:

$$SI_{up} = (A_{1,up} - A_{2,up}) / \max(A_{1,up}, A_{2,up}) + 1$$

Om hästen rör sig perfekt symmetriskt kommer värdet bli 1. Om den uppåtående rörelsen är större under den första delen av stegcykeln kommer värdet bli större än 1, och om den rör sig mindre under den första delen av stegfasen blir värdet mindre än 1. För de statistiska beräkningarna subtraherades 1 från de erhållna SI-värdena och de nya värdena gjordes om till absolutbelopp. På detta sätt får man en siffra som visar hur långt ifrån perfekt symmetri hästen är.

ROM är som tidigare nämnt ett mått på kotornas maximala vinkelförändring vid en sensorposition angivet i grader. Rotationer kan ske runt tre axlar: flexion-extension (FE), lateralflexion (LF) och axial rotation (AR).

## Resultatbearbetning

Hästarna grupperades efter de beräknade min- eller maxD-värdena från Lameness Locator. Symmetriska och asymmetriska mätningar för hästarna i respektive grupp testades mot varandra med ett parat, tvåsvansat t-test då data ansågs vara normalfördelad. Tuber coxae rörelse undersöktes avseende det asymmetriska bakbenets sidas tuber coxae (ATC) och kontralaterala bakbenets tuber coxae (KTC) eftersom både höger- och vänsterasymmetriska hästar blandats i analysen. Om P var  $<0,05$  ansågs resultatet vara signifikant. Medelvärde och standardavvikelse beräknades för varje sensorpositions insamlade data vid den symmetriska samt asymmetriska mätningen.

## RESULTAT

### MinD<sup>LL</sup>

Medelvärden och standardavvikelser för mätvärdena från hästarna med MinD<sup>LL</sup> presenteras i tabell 1 och 2. Signifikanta skillnader i ryggkinematik från de symmetriska- till de asymmetriska mätningarna erhöles för fler sensorpositioner och värden vilka presenteras i texten som följer. Vid de asymmetriska mätningarna sågs följande förändringar: flexion-extension ökade för huvudet, manken, T13 samt STC. Lateralflexionen minskade i T13. Den axiala rotationen minskade för KTC, och ökade för ATC samt kaudala sacrum. MinD<sup>EQ</sup> ökade för L1, tuber sacrale och kaudala sacrum. MaxD<sup>EQ</sup> ökade för manken, tuber sacrale, kaudala sacrum samt ATC och minskade för STC. Symmetrin minskade för huvudet, tuber sacrale, kaudala sacrum samt ATC.

Beträffande tuber coxae rörelse uppmättes signifikanta skillnader mellan den asymmetriska sidans och den kontralaterala sidans tuber coxae, både vid den symmetriska och asymmetriska mätningen. Vid den symmetriska mätningen hade ATC högre ROM avseende flexion-extension än KTC. Vid den asymmetriska mätningen var skillnaden i flexion-extension inte signifikant. MinD<sup>EQ</sup> var högre för ATC vid de båda mätningarna. Symmetrin var vid den asymmetriska mätningen lägre för ATC än för KTC.



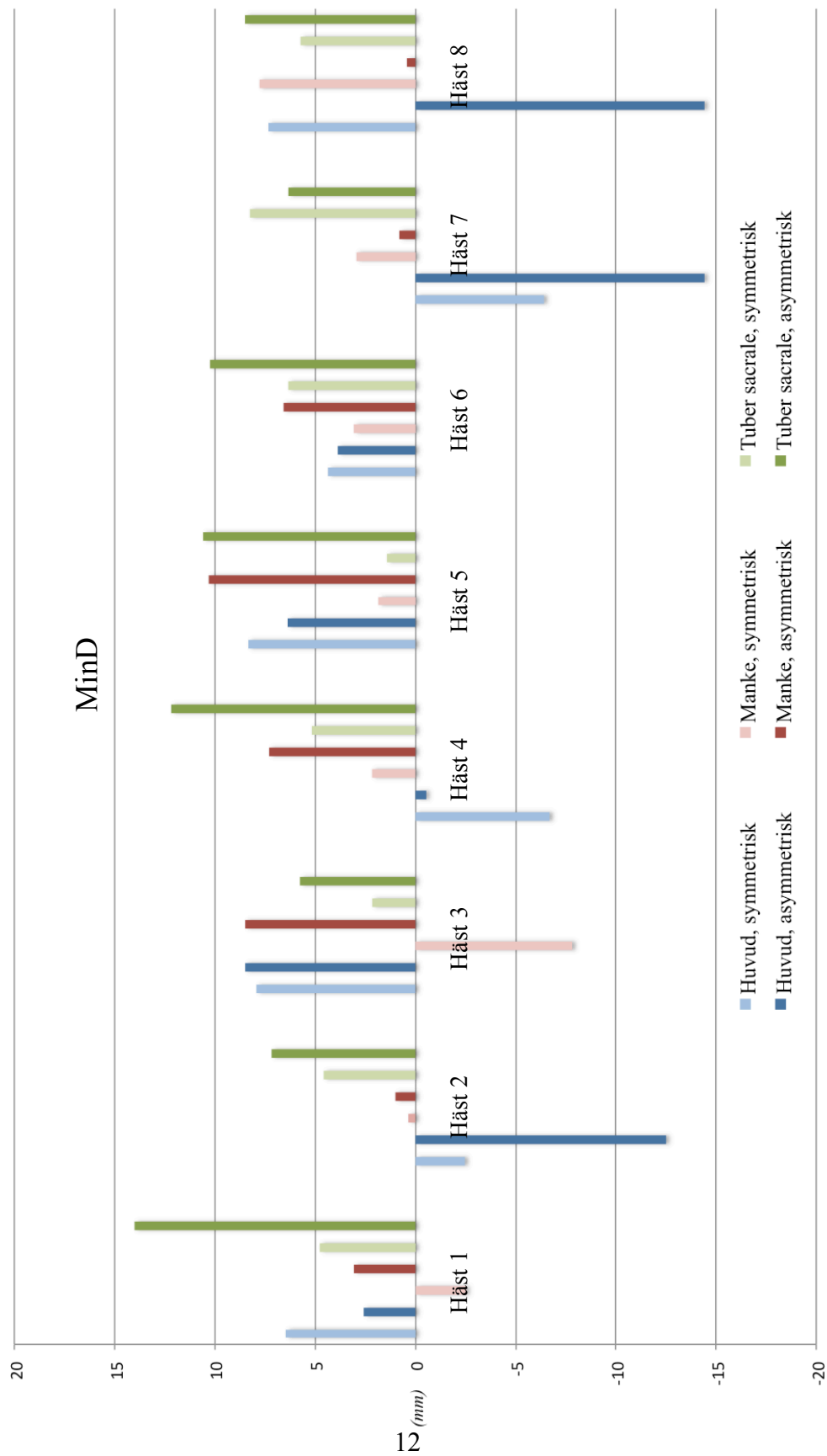
Tabell 1. Jämförelse mellan den symmetrisk och asymmetrisk mätningens medelvärde  $\pm$  standardavvikelse avseende minD, maxD och SI-1 för hästar med minD<sup>LL</sup>-asymmetrier. S markerar symmetrisk mätning, A markerar asymmetrisk mätning. Resultat med signifikanta skillnader är markerade med \*

		MinD <sup>EQ</sup> (mm)	MaxD <sup>EQ</sup> (mm)	SI-1
Huvud	S	6,23 $\pm$ 2,10	3,83 $\pm$ 4,46	0,07 $\pm$ 0,07*
	A	6,11 $\pm$ 4,10	6,08 $\pm$ 2,83	0,15 $\pm$ 0,08*
Manke	S	3,65 $\pm$ 2,96	2,54 $\pm$ 1,95*	0,06 $\pm$ 0,03
	A	4,14 $\pm$ 3,94	3,86 $\pm$ 3,85*	0,10 $\pm$ 0,08
T13	S	3,16 $\pm$ 2,17	2,13 $\pm$ 1,15	0,03 $\pm$ 0,02
	A	5,59 $\pm$ 2,57	2,80 $\pm$ 2,32	0,06 $\pm$ 0,06
L1	S	3,44 $\pm$ 2,12*	2,13 $\pm$ 1,53	0,03 $\pm$ 0,02
	A	7,25 $\pm$ 2,10*	3,64 $\pm$ 2,63	0,07 $\pm$ 0,06
Tuber sacrale	S	4,31 $\pm$ 1,83*	2,73 $\pm$ 2,18*	0,04 $\pm$ 0,03*
	A	9,78 $\pm$ 2,86*	4,21 $\pm$ 2,48*	0,10 $\pm$ 0,07*
Kaudala sacrum	S	3,87 $\pm$ 1,21*	3,36 $\pm$ 1,87*	0,05 $\pm$ 0,04*
	A	8,67 $\pm$ 2,75*	4,56 $\pm$ 2,36*	0,11 $\pm$ 0,07*
ATC	S	12,95 $\pm$ 7,03	5,53 $\pm$ 5,58*	0,16 $\pm$ 0,06*
	A	19,57 $\pm$ 7,68	6,61 $\pm$ 5,80*	0,22 $\pm$ 0,07*
KTC	S	11,94 $\pm$ 6,29	6,27 $\pm$ 2,54*	0,13 $\pm$ 0,04
	A	8,84 $\pm$ 6,03	5,83 $\pm$ 4,06*	0,13 $\pm$ 0,04

Tabell 2. Jämförelse mellan den symmetrisk och asymmetrisk mätningens medelvärde  $\pm$  standardavvikelse avseende ROM (anges i grader $^{\circ}$ ) för hästar med minD<sup>LL</sup>-asymmetrier. S markerar symmetrisk mätning, A markerar asymmetrisk mätning. Resultat med signifikanta skillnader är markerade med \*

		Axial rotation	Flexion-extension	Lateralflexion
Huvud	S	6,8 $\pm$ 1,1	5,3 $\pm$ 0,9*	8,0 $\pm$ 1,5
	A	7,3 $\pm$ 1,4	5,5 $\pm$ 1,1*	8,0 $\pm$ 1,1
Manke	S	29,4 $\pm$ 4,6	6,7 $\pm$ 2,6*	8,6 $\pm$ 1,6
	A	29,9 $\pm$ 4,6	8,7 $\pm$ 4,3*	9,7 $\pm$ 1,6
T13	S	11,2 $\pm$ 2,9	4,6 $\pm$ 0,9*	5,2 $\pm$ 0,9*
	A	10,7 $\pm$ 2,5	5,0 $\pm$ 1,3*	5,2 $\pm$ 1,0*
L1	S	13,8 $\pm$ 3,6*	6,2 $\pm$ 6,6	6,6 $\pm$ 4,4
	A	12,2 $\pm$ 2,2*	3,8 $\pm$ 0,7	4,3 $\pm$ 0,6
Tuber sacrale	S	19,9 $\pm$ 2,3	4,5 $\pm$ 1,3	4,8 $\pm$ 4,8
	A	19,2 $\pm$ 2,3	4,6 $\pm$ 0,8	5,3 $\pm$ 1,1
Kaudala sacrum	S	11,5 $\pm$ 2,6*	4,8 $\pm$ 1,2	7,3 $\pm$ 1,0
	A	11,9 $\pm$ 2,9*	4,7 $\pm$ 1,3	7,6 $\pm$ 1,1
ATC	S	10,4 $\pm$ 2,3*	9,3 $\pm$ 1,7	6,7 $\pm$ 1,1
	A	12,6 $\pm$ 1,4*	10,0 $\pm$ 1,2	6,9 $\pm$ 1,0
KTC	S	10,5 $\pm$ 2,2*	8,5 $\pm$ 1,0*	7,3 $\pm$ 0,3
	A	12,9 $\pm$ 3,0*	9,3 $\pm$ 1,9*	6,9 $\pm$ 0,6

I figur 1 presenteras samtliga hästars minD<sup>EQ</sup>, för huvud, manke och tuber sacrale, vid den symmetriska respektive asymmetriska mätningen. Figuren visar till vilket ben minD är kopplad, där ett positivt tal betyder att hästen är asymmetrisk på höger fram- resp vänster bakben, och ett negativt tal betyder att hästen är asymmetrisk på vänster fram- resp höger bakben. Hos de flesta hästarna är asymmetrin kopplad till samma belastningsfas för alla tre sensorpositioner, men hos några förflyttas asymmetrin för manken eller huvudet till det motsatta diagonalparet.



Figur 1. Förändringar i huvudets, mankens och korsets  $minD^{EQ}$  mellan symmetrisk respektive asymmetrisk mätning. Ett positivt värde visar att asymmetrin är kopplad till belastningsfasen för höger fram- och vänster bakben. Ett negativt värde betyder att asymmetrin är kopplad till belastningsfasen för vänster framben och höger bakben.

## MaxD<sup>LL</sup>

Även hos hästarna med maxD<sup>LL</sup>-asymmetrier sågs signifikanta skillnader mellan de symmetriska och asymmetriska mätningarna. Flexion-extension ökade för huvudet, manken och T13. Samma värde minskade för kaudala sacrum och ATC. Lateralflexionen ökade i T13 och kaudala sacrum. Den axiella rotationen i L1 minskade medan min- och maxD<sup>EQ</sup> ökade för sagda position. MaxD<sup>EQ</sup> ökade för ATC och dess symmetri minskade.

För tuber coxae var skillnaden signifikant mellan sidorna vid den symmetriska mätningen då ATC hade ett högre maxD<sup>EQ</sup> för ATC. Vid den asymmetriska mätningen var skillnaden mellan sidorna signifikant för lateralflexion, maxD<sup>EQ</sup> samt SI som alla var högre för ATC.

Tabell 3. Jämförelse mellan den symmetrisk och asymmetrisk mätningens medelvärde  $\pm$  standardavvikelse avseende minD, maxD och SI-1 för hästar med maxD<sup>LL</sup>-asymmetrier. S markerar symmetrisk mätning, A markerar asymmetrisk mätning. Resultat med signifikanta skillnader är markerade med \*

		MinD <sup>EQ</sup> (mm)	MaxD <sup>EQ</sup> (mm)	SI-1
Huvud	S	3,7 $\pm$ 3,0	2,5 $\pm$ 2,0	0,06 $\pm$ 0,03
	A	7,1 $\pm$ 7,0	4,4 $\pm$ 3,6	0,19 $\pm$ 0,07
Manke	S	2,3 $\pm$ 0,6	3,3 $\pm$ 2,0	0,04 $\pm$ 0,03
	A	6,1 $\pm$ 4,9	4,8 $\pm$ 5,3	0,13 $\pm$ 0,11
T13	S	3,3 $\pm$ 2,8	3,3 $\pm$ 2,0	0,03 $\pm$ 0,02
	A	6,0 $\pm$ 4,1	6,8 $\pm$ 2,8	0,11 $\pm$ 0,05
L1	S	3,0 $\pm$ 3,0*	3,1 $\pm$ 3,3*	0,02 $\pm$ 0,02*
	A	7,7 $\pm$ 2,9*	8,7 $\pm$ 4,0*	0,13 $\pm$ 0,06*
Tuber sacrale	S	4,9 $\pm$ 3,4	3,8 $\pm$ 1,9*	0,04 $\pm$ 0,04
	A	9,7 $\pm$ 3,0	8,9 $\pm$ 4,4*	0,14 $\pm$ 0,07
Kaudala sacrum	S	5,7 $\pm$ 4,5	4,2 $\pm$ 0,3	0,05 $\pm$ 0,04
	A	8,8 $\pm$ 0,8	7,0 $\pm$ 4,3	0,13 $\pm$ 0,07
ATC	S	12,95 $\pm$ 7,03	7,70 $\pm$ 8,62*	0,17 $\pm$ 0,08*
	A	18,92 $\pm$ 10,64	15,89 $\pm$ 11,27*	0,27 $\pm$ 0,08*
KTC	S	13,04 $\pm$ 9,57	6,88 $\pm$ 3,05	0,15 $\pm$ 0,07
	A	12,90 $\pm$ 5,56	4,95 $\pm$ 3,29	0,15 $\pm$ 0,03

Tabell 4. Jämförelse mellan den symmetrisk och asymmetrisk mätningens medelvärde  $\pm$  standardavvikelse avseende ROM (anges i grader $^{\circ}$ ) för hästar med maxD<sup>LL</sup>-asymmetrier. S markerar symmetrisk mätning, A markerar asymmetrisk mätning. Resultat med signifikanta skillnader är markerade med \*

		Axial rotation	Flexion-extension	Lateralflexion
Huvud	S	7,8 $\pm$ 0,6	5,3 $\pm$ 1,4	9,1 $\pm$ 0,9
	A	7,1 $\pm$ 2,2	5,2 $\pm$ 0,6	6,9 $\pm$ 1,4
Manke	S	26,9 $\pm$ 5,1	6,1 $\pm$ 0,3	8,3 $\pm$ 1,4
	A	31,9 $\pm$ 5,1	6,8 $\pm$ 1,2	9,1 $\pm$ 2,2
T13	S	13,5 $\pm$ 0,4	4,5 $\pm$ 1,6	5,3 $\pm$ 1,8*
	A	13,7 $\pm$ 3,1	4,6 $\pm$ 1,8	5,5 $\pm$ 2,0*
L1	S	16,2 $\pm$ 1,2	9,7 $\pm$ 9,9	9,7 $\pm$ 5,9
	A	15,5 $\pm$ 3,2	4,2 $\pm$ 1,1	5,4 $\pm$ 1,4
Tuber sacrale	S	19,3 $\pm$ 2,5	6,4 $\pm$ 1,0	5,8 $\pm$ 2,2
	A	19,9 $\pm$ 0,9	5,1 $\pm$ 0,7	5,6 $\pm$ 1,4
Kaudala sacrum	S	12,5 $\pm$ 2,2	5,9 $\pm$ 0,7*	8,6 $\pm$ 2,2*
	A	12,7 $\pm$ 2,8	5,6 $\pm$ 0,6*	9,3 $\pm$ 2,8*
ATC	S	14,1 $\pm$ 2,6	9,3 $\pm$ 1,4*	8,6 $\pm$ 1,4
	A	15,9 $\pm$ 5,1	8,4 $\pm$ 2,2*	8,0 $\pm$ 2,1
KTC	S	14,1 $\pm$ 4,1	8,8 $\pm$ 0,9	8,3 $\pm$ 1,6
	A	16,7 $\pm$ 3,1	9,0 $\pm$ 1,2	7,4 $\pm$ 1,5

## DISKUSSION

Resultaten i den här studien visar på att lindriga bakbensasymmetrier kan ha ett samband med förändrad ryggrörelse, hela vägen från kaudala sacrum till huvudet. Förändringarna är både av den typ som används vid hältutredningar i form av skillnad i amplitud, men också i förändrat rotationsomfång.

Man vet sedan tidigare att skillnader i vertikal amplitud uppstår vid en hälta, och kliniskt är det denna skillnad i tuber sacrales och tuber coxae rörelse man använder för att bedöma bakbenshälor (Buchner *et al.*, 1996; May & Wynjones, 1987). Förändringen avseende max- och minD är i denna studie signifikant framförallt i lumbosakralregionen, men värdena är något, om än inte signifikant, förhöjda även i brösttryggen och huvudet. Detta förklaras troligen av att ryggen, som en sammanhängande struktur, om den får en förändrad rörelse på

ett ställe även påverkas i andra segment, men inte nödvändigtvis i samma omfång. En bakbenshåltä bör primärt påverka ryggen vid det asymmetriska benets koppling till ryggen, alltså kring bäckenregionen. Därför är de störst förändringar man ser lokaliserade till tuber sacrale, tuber coxae och kaudala sacrum. Vad som är intressant är att samma typ av förändringar även går att se längre fram i ryggen, och även huvudets kinematik påverkas mätbart även vid lindriga bakbensasymmetrier. Buchner *et al.* (1996) fann att huvudets amplitud minskade under belastningen av ett halt bakben, vilket skulle kunna misstolkas som en ipsilateral frambenshåltä. Hästarna i den studien hade dock inducerade håltor från 1° och uppåt till skillnad från hästarna i denna studie som inte upplevdes halta men ändå uppvisade små rörelseasymmetrier. Alvarez *et al.* (2008) uppmätte en minskad flexion-extension i L5 och en ökning i T10 hos hästar med inducerade bakbenshåltor. Man såg också att huvudet sänks vid belastning av det halta benet, liksom i Buchner *et al.*s (1996) studie. Rotationerna mättes i Alvarez *et al.*s (2008) studie med reflektoriska markörer, och vinkelförändringar på en punkt räknades ut genom positionen av närliggande punkter längs med ryggen. Eftersom sensorerna som användes i den här studien mäter vinkelförändringar där de sitter tas värdena fram på olika sätt. Om hästen till exempel stegrar sig kommer Equigate registrera en stor vinkelförändring medan de reflektoriska markörerna endast visar på vinkelförändringen i ett segment i relation till de närliggande markörerna. Därför är det inte optimalt att jämför resultaten. Vad som dock framgår i båda studierna och verkar stämma överens mellan dem är att flexionen-extensionen ökar i kraniala ryggen vid bakbensasymmetrier. Huvudets rörelse stämmer i hälften av fallen i denna studie överens med Alvarez *et al.*s (2008) och Buchners *et al.*s (1996) observationer, medan hälften av hästarna istället sänker huvudet under det motsatta benparets belastningsfas. De strategier som Weishaupt *et al.* (2005; 2004) beskrivit att hästar kan tillämpa för att minska den strukturella stressen på ett halt ben inkluderar bland annat att förflytta impuls till det halta benets diagonala framben samt till det andra bakbenet. För att åstadkomma detta kan man tänka sig att hästen sänker sitt huvud för att förflytta sin tyngdpunkt framåt, bort från det halta bakbenet under belastningsfasen. Att hästarna i den här studien uppvisar olika typer av förändringar i huvudets rörelse skulle kunna bero på att mätnoggrannheten inte är tillräckligt stor för att observera dessa små förändringar eller att hästarna tillämpar olika strategier för att eventuellt förflytta vikt bort från det asymmetriska bakbenet.

Tuber coxae och -sacrale används som tidigare beskrivits för att bedöma bakbenshåltor. Hos hästarna i denna studie var tuber coxae rörelse signifikant skild mellan sidorna då hästarna uppvisade lindriga bakbensasymmetrier. Denna asymmetri syns dock och sidornas rörelse är signifikant skilda även vid den mätning där tuber sacrales rörelse varit symmetrisk. Rörelsen i tuber coxae är en effekt av den axiala rotationen, samt den vertikala rörelsen (Buchner *et al.*, 1996). Även om de båda tuber coxae och tuber sacrale är sammanhängande strukturer blir effekten av den axiala rotationen tydligare i tuber coxae som är placerade längre från rotationscentrum. Förändringarna som ses stämmer överens med de förändringar man ser i tuber coxae även hos kliniskt halta hästar. Detta skulle kunna tolkas som att en förändring i tuber coxae rörelse blir framträdande vid mindre asymmetrier än en förändring i tuber sacrales rörelse. Som en sammanlänkad struktur borde förändrad rotation i bäckenet ge effekter i närliggande strukturer. För minD<sup>LL</sup>-hästar i denna studie var den axiala rotationen

för kaudala sacrum signifikant ökad, medan den istället var signifikant sänkt i L1 för maxD<sup>LL</sup>-hästarna vilket skulle kunna styrka antagandet. Man vet inte hur ryggproblem påverkar utvecklingen av hältor och vice versa, men om man har en skillnad i de båda sidornas tuber coxae rörelse även hos hästar som anses röra sig symmetriskt, bedömt utifrån tuber sacrales amplitud under stegcykeln tyder detta på att det finns ett samband mellan låggradiga bakkensasymmetrier och förändrad ryggkinematiken avseende rotationer i bäckenet även då hästen bedöms som ohalt.

Asymmetrierna som hästarna i denna studie uppvisar är inte inducerade och man kan därmed inte veta om de förändringar som ses i ryggkinematiken uppkommer till följd av ryggsmärta eller om de uppstår i bakbenen. Eftersom ingen gräns finns fastställd för vad som är en häla vet man inte heller om de små bakkensasymmetrier som hästarna i den här studien uppvisar är smärtutlösta. Det finns andra tänkbara anledningar till att en låggradig asymmetri uppstår, exempelvis skillnad i muskelstyrka mellan sidorna, att hästen föredrar att trycka ifrån eller landa mer med ett ben eller avvikelser i kroppens symmetri såsom små skillnader i benens längd, vävnaders begränsning av rörelse, skillnad i hovform och längd med mera. Vad man hittat avseende ryggkinematik vid hältor respektive ryggsmärta skiljer sig i det att hästar med ryggsmärta inte uppvisar någon förändring avseende flexion-extension (Wennerstrand *et al.*, 2004), eller en minskning av flexion-extension i kaudala bröst- till ländryggen (Wennerstrand *et al.*, 2009). Applicerar man dessa resultat på hästarna i den här studien stämmer de kinematiska förändringarna man ser i ryggen bäst överens med de förändringar som sågs hos hästar med inducerade hältor, och man kan misstänka att asymmetrin uppstår primärt i benet snarare än ryggen.

Många av de studier som gjorts kring ryggkinematik omfattar endast ett fåtal hästar. Mätmetoderna har förändrats och utvecklats på senare år. Med mer lättillgängliga mätmetoder, förbättrad mjukvara och större studiepopulation kan man förhoppningsvis få mer omfattande och tillförlitliga resultat från framtida studier. Mer kunskap om vad som händer med kinematiken vid olika smärttillstånd och förändringar krävs innan man kan använda ryggkinematik som diagnostiskt hjälpmedel. Eftersom resultaten i denna studie tyder på att låggradiga rörelseasymmetrier kan ha ett samband med förändrad ryggkinematiken kan det, om tekniken i framtiden blir aktuell som diagnostiskt hjälpmedel, vara nödvändigt att utvärdera ryggpatienter för samtidigt förekommande hältor och bedöva bort dessa för att utvärdera om kinematiska förändringar orsakats av ryggsmärta. Innan detta blir aktuellt behöver man studera fler hästar och kartlägga mer specifikt vilka förändringar olika skador och patologiska processer orsakar. Förhoppningsvis kan sensorerna då bli ett värdefullt hjälpmedel i den kliniska verksamheten för att utvärdera effekten av lokalanestesier och följa upp behandlingar av ryggpatienter.

## **TACK**

Tack till mina handledare Karin och Marie för all hjälp och stöttning under arbetet. Jag vill även tacka Pia för dina kloka kommentarer, Emma för att du samordnat och kämpat dig igenom alla mätningar tillsammans med oss, och Camilla för att allt blev så mycket roligare i ditt sällskap. Slutligen vill jag tacka alla hästägare som ställt upp med sina hästar och bidragit till studien.



## REFERENSER

- Alvarez, C.B.G., Bobbert, M.F., Lamers, L., Johnston, C., Back, W. & van Weeren, P.R. (2008). The effect of induced hindlimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 40(2), ss. 147-152.
- Alvarez, C.B.G., Rhodin, M., Bystrom, A., Back, W. & van Werren, P.R. (2009). Back kinematics of healthy trotting horses during treadmill versus over ground locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 41(3), ss. 297-300.
- Alvarez, C.B.G., Wennerstrand, J., Bobbert, M.F., Lamers, L., Johnston, C., Back, W. & Van Weeren, P.R. (2007). The effect of induced forelimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 39(3), ss. 197-201.
- Audigie, F., Pourcelot, P., Degueurce, C., Denoix, J.M. & Geiger, D. (1999). Kinematics of the equine back: flexion-extension movements in sound trotting horses. *Equine veterinary journal*. Supplement(30), ss. 210-3.
- Bailey, C.J., Rose, R.J., Reid, S.W.J. & Hodgson, D.R. (1997). Wastage in the Australian Thoroughbred racing industry: A survey of Sydney trainers. *Australian Veterinary Journal*, 75(1), ss. 64-66.
- Baxter, G. & Stashak, T. (2011). Examination for lameness. I: Baxter, G. (ed.), *Adams & Stashak's Lameness in Horses*. 6 ed. West Sussex: Blackwell Publishing, ss.109-150.
- Buchner, H.H.F., Savelberg, H., Schamhardt, H.C. & Barneveld, A. (1996). Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*, 28(1), ss. 71-76.
- Dalin, G. (1980). Back disorders in the horse. Functional anatomy of the horse's back. *Svensk Veterinartidning*, 32(10/11), ss. 307-310.
- Dyce, K.M., Sack, W.O., Wensing C.J.G. (2010). *A Textbook of Veterinary Anatomy*. 4. ed. Missouri, Saunders Elsevier.
- Egenvall, A., Penell, J.C., Bonnett, B.N., Olson, P. & Pringle, J. (2005). Morbidity of Swedish horses insured for veterinary care between 1997 and 2000: variations with age, sex, breed and location. *Veterinary Record*, 157(15), ss. 436-443.
- Egenvall, A., Penell, J.C., Bonnett, B.N., Olson, P. & Pringle, J. (2006). Mortality of Swedish horses with complete life insurance between 1997 and 2000: variations with sex, age, breed and diagnosis. *Veterinary Record*, 158(12), ss. 397-406.
- Erichsen, C., Eksell, R., Holm, K.R., Lord, R. & Johnston, C. (2004). Relationship between scintigraphic and radiographic evaluations of spinous processes in the thoracolumbar spine in riding horses without clinical signs of back problems. *Equine Veterinary Journal*, 36(6), ss. 458-465.
- Faber, M., Johnston, C., Schamhardt, H., van Weeren, R., Roepstorff, L. & Barneveld, A. (2001a). Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research*, 62(5), ss. 757-764.
- Faber, M., Johnston, C., Schamhardt, H.C., van Weeren, P.R., Roepstorff, L. & Barneveld, A. (2001b). Three-dimensional kinematics of the equine spine during canter. *Equine veterinary journal*. Supplement(33), ss. 145-9.
- Faber, M., Schamhardt, H., van Weeren, R., Johnston, C., Roepstorff, L. & Barneveld, A. (2000). Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses walking on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research*, 61(4), ss. 399-406.
- FASS Djurläkemedel (2013-09-27). Inflacam  
<http://www.fass.se/LIF/product?userType=1&nplId=20110624000127> [2015-07-12]
- Henson, F.M.D., Lamas, L., Knezevic, S. & Jeffcott, L.B. (2007). Ultrasonographic evaluation of the supraspinous ligament in a series of ridden and unridden horses and horses with unrelated back pathology. *BMC veterinary research*, 3(3), ss. (1 March 2007)-(1 March 2007).
- Jeffcott, L.B. (1979). Back problems in the horse - a method of clinical examination. *In Practice*, 1(5), ss. 4...15-4...15.
- Jeffcott, L.B. (1980). DISORDERS OF THE THORACOLUMBAR SPINE OF THE HORSE - A SURVEY OF 443 CASES. *Equine Veterinary Journal*, 12(4), ss. 197-210.
- Johnston, C., Holm, K.R., Erichsen, C., Eksell, P. & Drevemo, S. (2004). Kinematic evaluation of the back in fully functioning riding horses. *Equine Veterinary Journal*, 36(6), ss. 495-498.

- Keegan, K.G. (2010). The Lameness Locator (wireless inertial sensors for detection of lameness in horses). Proceedings, 3rd World Veterinary Orthopaedic Congress, ESVOT-VOS, 15th ESVOT Congress, Bologna, Italy, 15-18 September, 2010, ss. 215-217.
- May, S.A. & Wynjones, G. (1987). IDENTIFICATION OF HINDLEG LAMENESS. *Equine Veterinary Journal*, 19(3), ss. 185-188.
- Penell, J.C., Egenvall, A., Bonnett, B.N., Olson, P. & Pringle, J. (2005). Specific causes of morbidity among Swedish horses insured for veterinary care between 1997 and 2000. *Veterinary Record*, 157(16), ss. 470-477.
- Pfau, T., Stubbs, N.C., Kaiser, L.J., Brown, L.E.A. & Clayton, H.M. (2012). Effect of trotting speed and circle radius on movement symmetry in horses during lunging on a soft surface. *American Journal of Veterinary Research*, 73(12), ss. 1890-1899.
- Warner, S.M., Koch, T.O. & Pfau, T. (2010). Inertial sensors for assessment of back movement in horses during locomotion over ground. *Equine Veterinary Journal*, 42, ss. 417-424.
- Weaver, M.P., Jeffcott, L.B. & Nowak, M. (1999). Radiology and scintigraphy. *Veterinary Clinics of North America-Equine Practice*, 15(1), ss. 113-+.
- Weishaupt, M.A. (2005). Compensatory load redistribution in forelimb and hindlimb lameness. (Proceedings of the 51st Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, Seattle, Washington, USA, 3-7 December, 2005. Tillgänglig: <Go to ISI>://CABI:20063015009.
- Weishaupt, M.A., Wiestner, T., Hogg, H.P., Jordan, P. & Auer, J.A. (2004). Compensatory load redistribution of horses with induced weightbearing hindlimb lameness trotting on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 36(8), ss. 727-733.
- Wennerstrand, J., Alvarez, C.B.G., Meulenbelt, R., Johnston, C., van Weeren, P.R., Roethlisberger-Holm, K. & Drevemo, S. (2009). Spinal kinematics in horses with induced back pain. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 22(6), ss. 448-454.
- Wennerstrand, J., Johnston, C., Roethlisberger-Holm, K., Erichsen, C., Eksell, P. & Drevemo, S. (2004). Kinematic evaluation of the back in the sport horse with back pain. *Equine Veterinary Journal*, 36(8), ss. 707-711.
- Zimmerman, M., Dyson, S. & Murray, R. (2012). Close, impinging and overriding spinous processes in the thoracolumbar spine: The relationship between radiological and scintigraphic findings and clinical signs. *Equine Veterinary Journal*, 44(2), ss. 178-184.